

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-034908

(43)Date of publication of application : 05.02.2002

(51)Int.Cl.

A61B 1/04
H04N 7/18
H04N 9/04

(21)Application number : 2000-227238

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 27.07.2000

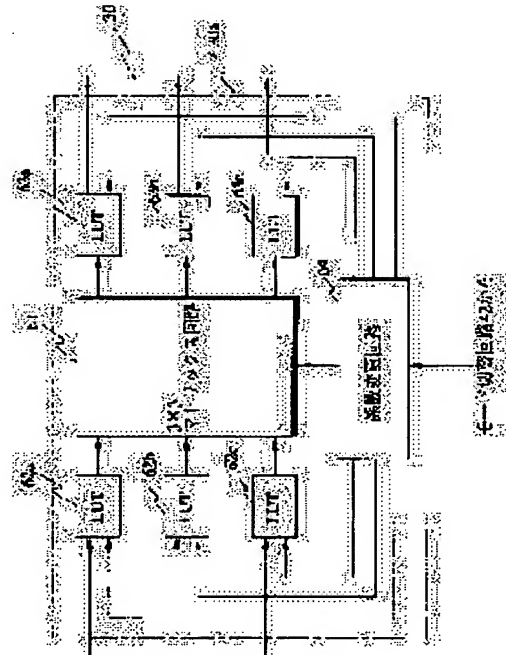
(72)Inventor : ATONO KAZUHIRO
NONAMI TETSUO

(54) ENDOSCOPE DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To separate and visually recognize tissue information of a desired deep tissue near a tissue surface of an organism tissue.

SOLUTION: An image processing circuit 30 comprises respective three sets of LUTs 62a to 62c, and 63a to 63c before and after a 3×3 matrix circuit 61, and a coefficient changing circuit 64 for converting coefficients of table data of each LUT and the 3×3 matrix circuit 61, and forms a color conversion processing circuit 30a. Regarding RGB(red, green, blue) data to be inputted to the color conversion processing circuit 30a, inverse γ correction, nonlinear contrast conversion, or the like is performed in a front stage of LUTs, the color conversion is performed by the 3×3 matrix circuit 61, and then γ correction or an adequate gradation conversion process is performed in a rear stage of LUTs. Change by the coefficient changing circuit 64 is based on a control signal from a mode exchanging circuit.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

03.06.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's

BEST AVAILABLE COPY

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テームコード (参考)
A 6 1 B 1/04	3 7 0	A 6 1 B 1/04	3 7 0 4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18		H 0 4 N 7/18	M 5 C 0 5 4
9/04		9/04	Z 5 C 0 6 5

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2000-227238 (P2000-227238)

(22) 出願日 平成12年7月27日 (2000.7.27)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 後野 和弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 野波 徹緒

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

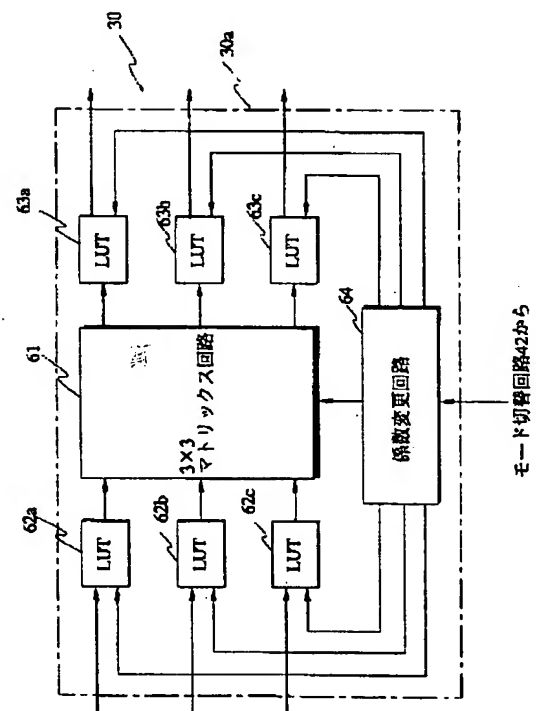
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認する。

【解決手段】 画像処理回路30は、3×3のマトリックス回路61を挟んで、前後それぞれに3組のLUT62a~62c、63a~63cと、各LUTのテーブルデータや3×3マトリックス回路61の係数を変換する係数変換回路64とを備え、色変換処理回路30aを構成する。色変換処理回路30aに入力するRGBデータは、前段のLUTにより逆γ補正や、非線形なコントラスト変換等が行われ、3×3マトリックス回路61にて色変換が行われた後、後段のLUTにてγ補正や適当な階調変換処理が行われる。係数変換回路64による変更は、モード切替回路からの制御信号からの制御信号に基づく。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 可視光領域を含む照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光を被写体に照射し戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段からの撮像信号を信号処理する信号処理手段とを備えた内視鏡装置において、

前記照明光の複数の波長域の少なくとも1つの波長域を制限し前記被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段を、前記照明光供給手段から前記撮像手段に至る光路上に着脱自在に配置する帯域制限配置手段を有し、

前記信号処理手段は、前記帯域制限配置手段による前記帯域制限手段の配置状態に応じて前記撮像信号の色処理を変更することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 前記照明光供給手段は、前記帯域制限手段の制限に応じて、前記照明光の光量を前記波長域毎に制御する光量制御手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体組織の像を撮像し信号処理する内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、照明光を照射し体腔内の内視鏡画像を得る内視鏡装置が広く用いられている。この種の内視鏡装置では、光源装置からの照明光を体腔内にライトガイド等を用い導光しその戻り光により被写体を撮像する撮像手段を有する電子内視鏡が用いられ、ビデオプロセッサにより撮像手段からの撮像信号を信号処理することにより観察モニタに内視鏡画像を表示し患部等の観察部位を観察するようになっている。

【0003】内視鏡装置において通常の生体組織観察を行う場合は、光源装置で可視光領域の白色光を発光し、例えばRGB等の回転フィルタを介することで面順次光を被写体に照射し、この面順次光による戻り光をビデオプロセッサで同時化し画像処理することでカラー画像を得たり、内視鏡の撮像手段の撮像面の前面にカラーチップを配し白色光による戻り光をカラーチップにてRGBに分離することで撮像しビデオプロセッサで画像処理することによりカラー画像を得ている。

【0004】一方、生体組織では、照射される光の波長により光の吸収特性及び散乱特性が異なるため、近年、例えば赤外光を照明光として生体組織に照射し生体組織に深部の組織の観察が可能な赤外光内視鏡装置が種々提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、生体組織の診断では、組織表面近くの深部組織情報も重要な観察対象となるが、上記の赤外光内視鏡装置では、組織表面よりも深い深部組織情報しか得ることができない。

【0006】また、白色光を回転フィルタによりRGB面順次光として、生体組織に照射すると、その波長域が異なるために、各色の光による撮像信号は、生体組織の組織表面近くの異なる深部組織情報を有しているが、一般にはこのRGB面順次光による内視鏡画像をより自然な色画像とするため、白色光は、各波長域がオーバーラップしたRGB光に分離される。

【0007】すなわち、オーバーラップしたRGB光では、各波長域による光の撮像信号には幅のある深部組織情報が取り込まれるため、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を視認することが難しいといった問題がある。

【0008】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することのできる内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明の内視鏡装置は、可視光領域を含む照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光を被写体に照射し戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段からの撮像信号を信号処理する信号処理手段とを備えた内視鏡装置において、前記照明光の複数の波長域の少なくとも1つの波長域を制限し前記被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段を、前記照明光供給手段から前記撮像手段に至る光路上に着脱自在に配置する帯域制限配置手段を有し、前記信号処理手段が前記帯域制限配置手段による前記帯域制限手段の配置状態に応じて前記撮像信号の色処理を変更するように構成される。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0011】図1ないし図14は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の回転フィルタの構成を示す構成図、図3は図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図、図4は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図、図5は図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図、図6は図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図、図7は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図、図8は図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図、図9は図1の調光回路による調光制御を説明する図、図10は図1の画像処理回路の構成を示す構成図、図11は図10の画像処理回路により得られた狭帯域RGB画像をカラー画像を示す図、図12は図10の3×3のマトリックス回路での平均色調を維持するようなマトリックスの作成を説明する図、図13は図10の

LUTの設定の一例を示す図、図14は図10の色変換処理回路の変形例の構成を示す構成図である。

【0012】図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像する撮像手段としてCCD2を有する電子内視鏡3と、電子内視鏡3に照明光を供給する光源装置4と、電子内視鏡3のCCD2からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニタ5に表示したり内視鏡画像を符号化して圧縮画像として画像ファイリング装置6に出力するビデオプロセッサ7とから構成される。

【0013】光源装置4は、照明光を発光するキセノンランプ11と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ12と、熱線カットフィルタ12を介した白色光の光量を制御する絞リ装置13と、照明光を面順次光にする回転フィルタ14と、電子内視鏡3内に配設されたライトガイド15の入射面に回転フィルタ14を介した面順次光を集光させる集光レンズ16と、回転フィルタ14の回転を制御する制御回路17とを備えて構成される。

【0014】回転フィルタ14は、図2に示すように、円盤状に構成され中心を回転軸とした2重構造となっており、外側の径部分には図3に示すような自然な色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第1のフィルタ組を構成するR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1が配置され、内側の径部分には図4に示すような所望の深層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を出力するための第2のフィルタ組を構成するR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2が配置されている。そして、回転フィルタ14は、図1に示すように、制御回路17により回転フィルタモータ18の駆動制御がなされ回転され、また径方向の移動（回転フィルタ14の光路に垂直な移動であって、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組を選択的に光路上に移動）が後述するビデオプロセッサの7内のモード切替回路42からの制御信号によりモード切替モータ19によって行われる。

【0015】なお、キセノンランプ11、絞リ装置13、回転フィルタモータ18及びモード切替モータ19には電源部10より電力が供給される。

【0016】図1に戻り、ビデオプロセッサ7は、CCD2を駆動するCCD駆動回路20と、対物光学系21を介してCCD2により体腔内組織を撮像した撮像信号を増幅するアンプ22と、アンプ22を介した撮像信号に対して相関2重サンプリング及びノイズ除去等を行うプロセス回路23と、プロセス回路23を経た撮像信号をデジタル信号の画像データに変換するA/D変換器24と、A/D変換器24からの画像データにホワイトバランス処理を施すホワイトバランス回路25と、回転フィルタ14による面順次光を同時化するためのセレクト

26及び同時化メモリ27a、27b、27cと、同時化メモリ27a、27b、27cに格納された面順次光の各画像データを読み出しガンマ補正処理、輪郭強調処理、色処理等を行う画像処理回路30と、画像処理回路30からの画像データをアナログ信号に変換するD/A回路31a、31b、31cと、D/A回路31a、31b、31cの出力を符号化する符号化回路34と、光源装置4の制御回路17からの回転フィルタ14の回転に同期した同期信号を入力し各種タイミング信号を上記各回路に出力するタイミングジェネレータ35とを備えて構成される。

【0017】また、電子内視鏡2には、モード切替スイッチ41が設けられており、このモード切替スイッチ41の出力がビデオプロセッサ7内のモード切替回路42に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ7のモード切替回路42は、制御信号を調光回路43、調光制御パラメータ切替回路44及び光源装置4のモード切替モータ19に出力するようになっている。調光制御パラメータ切替回路44は、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路43に出力し、調光回路43はモード切替回路42からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路44からの調光制御パラメータに基づき光源装置4の絞リ装置13を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

【0018】図5に示すように、体腔内組織51は、例えば深さ方向に異なった血管等の吸収体分布構造を持つ場合が多い。粘膜表層付近には主に毛細血管52が多く分布し、またこの層より深い中層には毛細血管の他に毛細血管より太い血管53が分布し、さらに深層にはさらに太い血管54が分布するようになる。

【0019】一方、光は体腔内組織51に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、可視域を含む照明光は、図6に示すように、青（B）色のような波長が短い光の場合、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表層付近までしか光は深達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。また、青（B）色光より波長が長い、緑（G）色光の場合、青（B）色光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。さらにまた、緑（G）色光より波長が長い、赤（R）色光は、さらに深い範囲まで光が到達する。

【0020】通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ14の第1のフィルタ組であるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1に位置するようにビデオプロセッサの7内のモード切替回路が制御信号によりモード切替モータ19を制御する。

【0021】体腔内組織51の通常観察時におけるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ1

10

20

30

40

50

4bは、図3に示したように各波長域がオーバーラップさせるために、B1フィルタ14b1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7(a)に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、また、G1フィルタ14g1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7(b)に示すような中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR1フィルタ14r1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7(c)に示すような深層での組織情報を多く含む中層及び深層組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0022】そしてビデオプロセッサ7により、これらRGB撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。

【0023】一方、電子内視鏡3のモード切替スイッチ41が押されると、その信号がビデオプロセッサ7のモード切替回路42に入力される。モード切替回路42は、光源装置4のモード切替モータ19に制御信号を出力することで、通常観察時に光路上にあった回転フィルタ14の第1のフィルタ組を移動させ第2のフィルタ組を光路上に配置するように回転フィルタ14を光路に対して駆動する。

【0024】第2のフィルタ組による体腔内組織51の狭帯域光観察時におけるR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2は、照明光を図4に示したように離散的な分光特性の狭帯域な面順次光とするために、B2フィルタ14b2によるCCD4で撮像される撮像信号には図8(a)に示すような浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、また、G2フィルタ14g2によるCCD4で撮像される撮像信号には図8(b)に示すような中層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR2フィルタ14r2によるCCD4で撮像される撮像信号には図8(c)に示すような深層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0025】この時、図3及び図4から明らかなように、第1のフィルタ組による透過光量に対して第2のフィルタ組による透過光量は、その帯域が狭くなるため減少するため、調光制御パラメータ切替回路44は、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路43に出力することで、調光回路43は絞り装置13を制御し、図9に示すように、ビデオプロセッサ7の図示しない設定パネルでの設定値 L_x に応じた通常観察時の絞り装置13による例えばニアな絞り制御線61に対して、狭帯域光観察時には絞り装置13を制御して設定値 L_x に応じた絞り制御曲線62により光量 M_x を制御する。これにより狭帯域光観察時においても十分な明るさの画像データが得られる。

【0026】具体的には、第1のフィルタ組から第2の

フィルタ組に変更したことに連動して、光量設定値 L_x に対応する絞りレベル値が図9に示すように $M \times 1$ から $M \times 2$ に変更になり、その結果、絞りが開放される方向に制御され、フィルタが狭帯域化することにより、照明光量が減少することを補償するように動作する。

【0027】図10に示すように、画像処理回路30は、 3×3 のマトリックス回路61を挟んで、前後それぞれに3組のLUT62a、62b、62c、63a、63b、63cと、LUT62a、62b、62c、63a、63b、63cのテーブルデータや 3×3 マトリックス回路61の係数を変換する係数変更回路64とを備え、色変換処理回路30aを構成している。

【0028】色変換処理回路30aに入力するRGBデータは、各バンドデータ毎にLUT62a、62b、62cにより変換される。ここでは、逆 γ 補正や、非線形なコントラスト変換等が行われる。

【0029】次に、 3×3 マトリックス回路61にて、色変換が行われた後、後段のLUT63a、63b、63cにて γ 補正や、適当な階調変換処理が行われる。

【0030】これらLUT62a、62b、62c、63a、63b、63cのテーブルデータや 3×3 マトリックス回路61の係数を変換する係数変更回路64で変更することができる。

【0031】係数変更回路64による変更は、モード切替回路42からの制御信号、あるいは電子内視鏡3の操作部等に設けられた処理変換スイッチ(図示せず)からの制御信号に基づく。

【0032】これら制御信号を受けた係数変更回路63は、予め画像処理回路30内に記せられている係数データから適切なデータを呼び出し、このデータで、現在の回路係数を書き換える。

【0033】次に具体的な色変換処理内容について述べる。式(1)に色変換式の一例を示す。

【0034】

【数1】

$$\begin{aligned} R &\rightarrow R \\ G &\rightarrow \omega_c G + \omega_b B \\ B &\rightarrow B \end{aligned} \quad \dots(1)$$

この式(1)による処理は、B画像をある一定の比率でGに混合し生成されたデータを新たにG画像とする変換例である。各バンドの照明光を狭帯域化することで、血管網などの吸収散乱体が深さ位置で異なることをより明確化することが可能となる。

【0035】つまり、各バンドが反映する生体補造に関する情報の差を照明光を狭帯域化することで、より拡大することができる、ということである。

【0036】これら狭帯域RGB画像をカラー画像で観察した場合、例えば図11に示すような画像となる。太い血管が深い位置にあり、Rバンド画像に反映され、カラーとしては青色系のパターンとして示される。中層付

近にある血管網はG画像に強く反映されるので、カラー画像としては赤色系のパターンとして示される。血管網の内、粘膜表面付近に存在するものは黄色系のパターンとして表現される。

【0037】とくに、この粘膜表面付近のパターンの変化は、早期病変の発見鑑別診断にとって重要である。しかし、黄色系のパターンは、背景粘膜とのコントラストが弱く、視認性が低いという傾向がある。

【0038】そこで、この粘膜表面付近のパターンをより明瞭に再現するために、式(1)に示す変換が有効となる。式(1)は、マトリックス形式で示すと式(2)のようになる。

【0039】

【数2】

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \omega_G & \omega_R \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(2)$$

したがって、係数変更回路64を通じてマトリックス係数を調整することで、ユーザは表示効果を調整することが可能となる。動作としては、電子内視鏡3の操作部に設けられたモード切替スイッチ(図示せず)に連動して画像処理手段内では、スルー動作から、マトリックス係数がデフォルト値に設定される。

【0040】ここでいうスルー動作とは、3×3マトリックス回路61には単位行列、LUT62a, 62b, 62c, 63a, 63b, 63cは非変換テーブルを搭載した状態をいう。デフォルト値には、マトリックス係数に、例えば $\omega_G=0.2$ 、 $\omega_R=0.8$ という設定値を与えるということである。

【0041】そして、ユーザは電子内視鏡3の操作部やビデオプロセッサ筐体パネル等に設けられた処理変更スイッチ等を操作して、この係数を $\omega_G=0.4$ 、 $\omega_R=0.6$ などというように調整を行なう。LUT62a, 62b, 62c, 63a, 63b, 63cには、必要に応じて逆 r 補正テーブル、 r 補正テーブルが適用される。

【0042】次に、色変換処理回路30aにおいて、フィルタが切替えられても、平均色調を極力維持するように色補正を行なう処理について説明する。

【0043】フィルタ切替の結果、照明光の分光特性が変化する。その結果として、色再現も変化する。使用状況やユーザによっては、粘膜表面状の微細構造のコントラスト向上などの効果は維持しつつも、平均的な色再現はできるだけ維持したい場合もある。このような場合、フィルタ切替に応じて、スルー動作から平均色調を維持するような色変換動作をさせるように、係数変更回路64により動作を変更する必要がある。

【0044】平均色調を維持するようなマトリックスの作成手順を以下に示す。図12に示すように、フィルタ切替に応じて、RGB色空間における被写体の色分布は

第1分布から第2分布に移動するとする。このような場合、第1分布から少なくとも3点選択(通常は、分布平均や重心データを含む)し、これら3点が第2分布でどこに移動するか調べておく。そして第2分布から第1分布への変換マトリックスをこの3組のデータを使用して計算し3×3マトリックス回路61のマトリックス係数とする。なお、3点以上選択して最小2乗法により決定することもできる。

【0045】LUT62a, 62b, 62c, 63a, 63b, 63cには必要に応じて逆 r 補正、 r 補正テーブルを設定して、上記マトリックス係数を適用すれば、フィルタ切替時にも平均色調は極力維持した色再現を達成することができる。

【0046】また、特に狭帯域B画像がピットパターンなどの粘膜表面微細構造を良く反映することを利用して、B画像だけで、色素染色のような画像効果を再現することが可能である。すなわち、式(3)に示すマトリックス変換式より入力されたRGBデータの内、Bデータのみで出力RGBデータを構成する。

【0047】

【数3】

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & \omega_B \\ 0 & 0 & \omega_G \\ 0 & 0 & \omega_R \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(3)$$

そして係数を調整することで、色素染色画像のような効果を出すことができる。例えば、 $\omega_B \gg \omega_G$ 、 ω_R に設定すると、画像は青系色調を呈することになり、インディゴ染色を行なった場合と同系色の色調になる。また、 ω_B 、 $\omega_R \gg \omega_G$ に設定すると、画像は紫系色調を呈することになり、ピオクタニン染色調の画像になる。さらに、LUTの設定を図13のように設定すると、コントラストが硬調な再現となり、染色画像に見られるコントラストの高い画像が得られる。

【0048】このように本実施の形態によれば、色変換処理回路30aのパラメータをフィルタ切替と連動して設定することで、狭帯域RGB照明光の深達度情報という特徴を生かした表現方法を実現することが可能となり、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することができる。

【0049】なお、上記実施の形態では、3×3マトリックス回路61を中心とした構成により色変換処理回路30aを示したが、図14に示すように、色変換処理回路30aを各バンドに対応した3次元LUT71で置き換えても同様の効果を得ることができる。この場合、係数変更回路64は、モード切替回路42からの制御信号に基づいてテーブルの内容を変更する動作を行なう。

【0050】図15ないし図18は本発明の第2の実施の形態に係わり、図15は内視鏡装置の構成を示す構成図、図16は図15の画像処理回路の構成を示す構成図、図17は図15の色調整回路の構成を示す構成図、

図18は図15の色調整回路でのL*a*b*色空間上で色相、彩度の概念を示す図である。

【0051】第2の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0052】本実施の形態では、フィルタ切替の動作と連動して動作を変更する色変換処理回路の色変換として、XYZなどモニタなどのデバイスに依存しない色空間とRGBなどデバイスに依存する色空間との間の座標変換手段を含む場合を示す。

【0053】図15に示すように、電子内視鏡2には処理切替指示スイッチ81が設けられ、画像処理回路30は、モード切替回路42からの制御信号と処理切替指示スイッチ81からの指示信号を受け取り、後述する色変換処理を行う。

【0054】図16に示すように、画像処理回路30に構成される色変換処理回路30bは、各バンド毎に設置されたLUT82a、82b、82cと、3×3マトリックス回路83と、色調整回路84と、後段の3×3マトリックス回路85、そしてその後段に位置し各バンド毎に設置されたLUT86a、86b、86cと、係数変更回路64とから構成される。

【0055】最初に前段LUT82a、82b、82cに入力されたRGBデータは逆γ補正を施される。これは、CRTなどの表示デバイスのγ特性を考慮して行われる非線形なγ補正を色変換処理の前にキャンセルするためである。

【0056】次に、前段の3×3マトリックス回路83にて、RGBからデバイス非依存の色空間であるXYZに変換する。変換式を式(4)に示す。式(4)においてxi、yi、zi(i=R、G、B)はCRTなどの表示デバイスの原色のxy色度座標である。

【0057】

【数4】

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_R & x_G & x_B \\ y_R & y_G & y_B \\ 1 & 1 & 1 \\ z_R & z_G & z_B \\ y_R & y_G & y_B \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(4)$$

次に、色調整回路84において後述する適当な色調整を受けたあと、後段の3×3マトリックス回路85にて式(5)により再度デバイス依存の色空間であるR'G'B'に変換され、モニタ表示用にγ補正が後段のLUTで行われた後、観察モニタ5に出力される。

【0058】

【数5】

$$\begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_R & x_G & x_B \\ y_R & y_G & y_B \\ 1 & 1 & 1 \\ z_R & z_G & z_B \\ y_R & y_G & y_B \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} \quad \dots(5)$$

次に、色調整回路84の動作を説明する。色調整回路84は、図17に示すように、XYZからL*a*b*などの知覚色空間への変換を行なう知覚色空間変換部87と、人間が色の三属性として知覚する色相、彩度への変換、およびこれらの値を調整して直感的に色調整を行った後、L*a*b*に逆変換を行なう色相、彩度変換調整部88、そして再度XYZへの変換を行なう知覚色逆変換部89とから構成される。

【0059】L*a*b*とXYZとの間の変換式を式(6)に示し、さらにL*a*b*から色相Hab、Cabへの変換式を式(7)に示す。ここで、Xw、Yw、Zwは基準白色のXYZ値を表す。

【0060】

【数6】

$$\begin{aligned} L^* &= 116 \left(\frac{Y}{Y_w} \right)^{\frac{1}{3}} - 16 \\ a^* &= 500 \left[\left(\frac{X}{X_w} \right)^{\frac{1}{3}} - \left(\frac{Y}{Y_w} \right)^{\frac{1}{3}} \right] \\ b^* &= 200 \left[\left(\frac{X}{X_w} \right)^{\frac{1}{3}} - \left(\frac{Z}{Z_w} \right)^{\frac{1}{3}} \right] \end{aligned} \quad \dots(6)$$

【数7】

$$\begin{aligned} C_{ab} &= \sqrt{a^{*2} + b^{*2}} \\ H_{ab} &= \arctan \left(\frac{b^*}{a^*} \right) \end{aligned} \quad \dots(7)$$

また、L*a*b*色空間上で色相、彩度の概念を図18に示す。

【0061】いったん、色相、彩度に変換されたなら、色調整は直感的に行なうことができる。例えば、色調を鮮やかにしたければ彩度に一定係数を乗算するか、加算して値を上げれば良い。また色を青方向、赤方向などに变化させれば色相の値を調整すれば良い。このようにして、色調整手段において直感的な色調整が可能になる。

【0062】次に、モード切替回路42、および処理切替指示スイッチ81と連携した動作について説明する。狭帯域RGB照明光で観察した場合の特徴は、血管構造など生体の深さ方向に異なる構造を持つ場合に、それらが異なる色で表されるということがある。この特徴をより強調するため、彩度を強調し、色相を適当に回転させることで、より効果的な表示が可能となる。

【0063】したがって、モード切替回路42と連動して、例えば通常観察時には色調整は行なわずにスルーで流し、狭帯域観察時には色調整を行なうように、処理切

替指示スイッチ81からの指示信号に基づいて係数変更回路64が関連する回路の係数を変更する。さらに、狭帯域RGB照明光で観察しているときには、処理切替指示スイッチ81の指示により彩度の強調度合い、色相の回転度合いをユーザの好み、被写体の種類等に応じて切替える。

【0064】なお、RGBからXYZの変換は、通常のCRTデバイスモデルに基づく式で行なったがXYZのうち輝度Yの計算方法に関して式(8)に示すように変更してもよい。式(8)では、Yを算出する際に、RGBの比率を指定できるように変更している。

【0065】

【数8】

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_R & x_G & x_B \\ y_R & y_G & y_B \\ \omega_R & \omega_G & \omega_B \\ z_R & z_G & z_B \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(8)$$

狭帯域RGBのB画像には生体粘膜表面の微細構造が高いコントラストで反映されるという特徴がある。この情報を輝度情報に反映させるためには、Yを算出する際のBの重み ω_B を大きくすれば良い。一般的にBの輝度はRGに比較して低いため(人間の輝度感度はGが最大となっている)、そのまま式(6)で計算するとこのBの情報が輝度に大きくは反映されない。したがって、前記のようにBの重みを調整する意味が出てくる。

【0066】狭帯域RGB画像は、各々のバンド画像が、異なった生体構造を反映するため、式(8)により利用目的に応じて、重みを調整することができる。なお、重みの組合せについては予め複数種類用意しておく、処理切替スイッチからの制御で切替えられるようにすれば良い。なお、この場合のXYZからRGBへの逆変換は式(7)を用いる。

【0067】このように本実施の形態でも、第1の実施の形態と同様に、色変換処理回路30aのパラメータをフィルタ切替と連動して設定することで、狭帯域RGB照明光の深達度情報という特徴を生かした表現方法を実現することが可能となり、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することできる。

【0068】図19ないし図24は本発明の第3の実施の形態に係わり、図19は内視鏡装置の構成を示す構成図、図20は図19の回転フィルタの構成を示す構成図、図21は図20の回転フィルタのG2、B2a、B2bのフィルタの分光透過特性を示す図、図22は図19のバンド選択回路の構成を示す構成図、図23は図19の回転フィルタの変形例の構成を示す構成図、図24は図23の回転フィルタの分光透過特性を示す図である。

【0069】第3の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0070】図19に示すように、本実施の形態では、セクタ26の出力として4つの同時化メモリ27a、27b、27c、27dと、4つの同時化メモリ27a、27b、27c、27dの出力に対して画像処理を行う画像処理回路30と、画像処理回路30により処理された4つのデータをアナログデータに変換するD/A回路31a、31b、31c、31dと、D/A回路31a、31b、31c、31dの出力に対してマトリックス演算を施し3つのバンドデータに出力するバンド選択回路101とを有している。

【0071】同時化メモリを4つ備えている理由は、2重構造の回転フィルタ14の第2のフィルタ組が、図20に示すように、4つの帯域R2、G2、B2a、B2bのフィルタから構成され、これらR2、G2、B2a、B2bのフィルタの分光透過特性は図21に示すようになっている。

【0072】そして、モード切替指示スイッチ41より制御信号がモード切替回路42の制御信号によって回転フィルタ14が第2のフィルタ組(R2、G2、B2a、B2b)に指定されると、4つのバンド画像が同時化メモリ27a、27b、27c、27dに入力される。4つのバンド画像は、画像処理回路30において色調整等の処理を受けた後、D/A回路31a、31b、31c、31dでD/A変換後、バンド選択回路101に入力される。

【0073】ユーザは、電子内視鏡3の操作部に設けられたバンド切替指示スイッチ102により、4つのバンドのうち、どのバンドを用いて観察モニタ5上に画像を出力するかを指定する。

【0074】バンド選択回路101は、図22に示すように、4×3マトリックス回路105とマトリックス係数変更回路106とから構成され、バンド切替指示スイッチ102から出力されたバンド切替指示信号は、バンド選択回路101に設けられたマトリックス係数変更回路106に入力される。マトリックス係数変更回路106は、バンド切替指示信号に基づき所定のマトリックス係数を4×3マトリックス回路105に適用する。

【0075】式(9)にマトリックス回路の式を示す。

【0076】

【数9】

$$\begin{pmatrix} d_r \\ d_g \\ d_b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} w_{11} & w_{12} & w_{13} & w_{14} \\ w_{21} & w_{22} & w_{23} & w_{24} \\ w_{31} & w_{32} & w_{33} & w_{34} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D_{R2} \\ D_{G2} \\ D_{B2a} \\ D_{B2b} \end{pmatrix} \quad \dots(9)$$

式(9)に示すように、バンド選択回路101では、4バンド画像の入力値(D_{R2} 、 D_{G2} 、 D_{B2a} 、 D_{B2b})に対して4×3のマトリックス係数を作用させ、3つの出力信号(d_r 、 d_g 、 d_b)を得て、この信号を3色信号として観察モニタ5に出力する。

【0077】マトリックス係数の例を式(10)に示す。

$$\begin{aligned}
 M1 &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} & M2 &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} & M3 &= \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\
 M4 &= \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} & M5 &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.2 & 0.8 \end{pmatrix} & \dots & (10)
 \end{aligned}$$

M1で設定した係数は、R2、G2、B2aにより画像を構成し、M2はB2aの代わりにB2bを用いる設定である。M1とM2での切替は、例えば、B2aを近紫外光に中心波長を設定し、B2bにはヘモグロビン吸収波長帯(例えば415nm)に設定することで、M1が適用された場合はピットパターン等の微小凹凸の詳細に観察するモード、M2が適用された場合は粘膜表面付近の微細な毛細血管網を詳細に観察するモードとして、状況に応じて使い分けることが可能となる。

【0079】また、係数M3は、B2a、B2bの2バンドで画像を構成するので、B2a、B2bとして380nm付近で接近した狭帯域フィルタを構成することで、粘膜表面付近の細胞構造の変化等による散乱特性の変化を捉えるのに好適である。

【0080】また、単にあるバンドの単色画像をモノクロ像として観測したければM4のように設定すればよいし、各バンドの特性を生かして、複数のバンドを一定の比率で混合して出力するためにM5のように係数を設定することもできる。

【0081】このように本実施の形態によれば、第1の実施の形態の効果に加え、通常観察から狭帯域フィルタ観察に切替えるためフィルタの変更を行なった際に、画面が極端に暗くなることなく、十分観察が可能な明るさの照明光量を得ることができる。さらに、複数フィルタの内、どのバンドで画像を観察するか選択することが可能となるので、ユーザは使用状況に応じて最適な観察像を得ることができる。

【0082】なお、本実施の形態では回転フィルタを14を2重構成としているが、画像上の効果を得るのにBフィルタを変更するだけで良い場合は、回転フィルタを1重構成とすることもでき、図23に示すように4つのフィルタで回転フィルタ14を構成する。フィルタ特性は例えば、図24に示すようにBフィルタのみを狭帯域化する構成がある。これは、この波長帯付近の光の生体への深達度が浅いことを利用して、フィルタの狭帯域化により、より表面付近の血管等の生体構造のコントラストを向上させることが目的となる。このような回転フィルタ14の構成と取ることで、フィルタ切替を行なわなくても、観察状況に応じて、ユーザはバンド切替の指示だけで、最適な観察像を得ることができる。

【0083】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、生

体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を分離して視認することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図2】図1の回転フィルタの構成を示す構成図

【図3】図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図

【図4】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図

【図5】図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図

【図6】図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図

【図7】図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図

【図8】図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図

【図9】図1の調光回路による調光制御を説明する図

【図10】図1の画像処理回路の構成を示す構成図

【図11】図10の画像処理回路により得られた狭帯域RGB画像をカラー画像を示す図

【図12】図10の3×3のマトリックス回路での平均色調を維持するようなマトリックスの作成を説明する図

【図13】図10のLUTの設定の一例を示す図

【図14】図10の色変換処理回路の変形例の構成を示す構成図

【図15】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図16】図15の画像処理回路の構成を示す構成図

【図17】図15の色調整回路の構成を示す構成図

【図18】図15の色調整回路でのL*a*b*色空間上での色相、彩度の概念を示す図

【図19】本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図20】図19の回転フィルタの構成を示す構成図

【図21】図20の回転フィルタのG2、B2a、B2bのフィルタの分光透過特性を示す図

【図22】図19のバンド選択回路の構成を示す構成図

【図23】図19の回転フィルタの変形例の構成を示す構成図

【図24】図23の回転フィルタの分光透過特性を示す

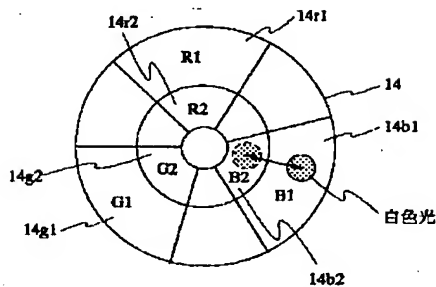
図

【符号の説明】

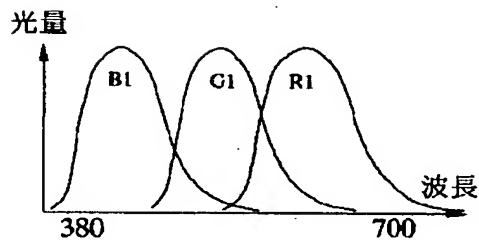
- 1…内視鏡装置
 2…CCD
 3…電子内視鏡
 4…光源装置
 5…観察モニタ
 6…画像ファイリング装置
 7…ビデオプロセッサ
 10…電源部
 11…キセノンランプ
 12…熱線カットフィルタ
 13…絞り装置
 14…回転フィルタ
 15…ライトガイド
 16…集光レンズ
 17…制御回路
 18…回転フィルタモータ
 19…モード切替モータ
 20…CCD駆動回路

- 21…対物光学系
 22…アンプ
 23…プロセス回路
 24…A/D変換器
 25…ホワイトバランス回路
 26…セクタ
 27、28、29…同時化メモリ
 30…画像処理回路
 30a…色変換処理回路
 31、32、33…D/A回路
 34…符号化回路
 35…タイミングジェネレータ
 41…モード切替スイッチ
 42…モード切替回路
 43…調光回路
 44…調光制御パラメータ切替回路
 61…3×3マトリックス回路
 62a、62b、62c、63a、63b、63c LU
 T…
 64…係数変更回路

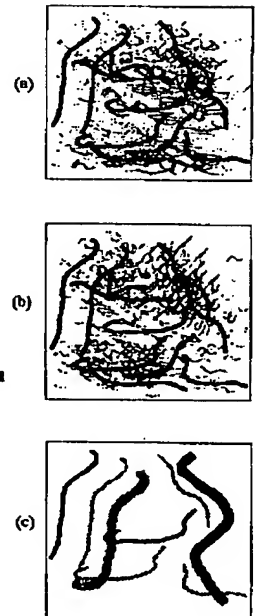
【図2】



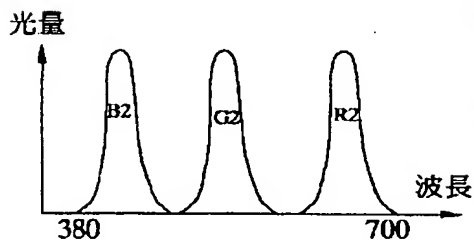
【図3】



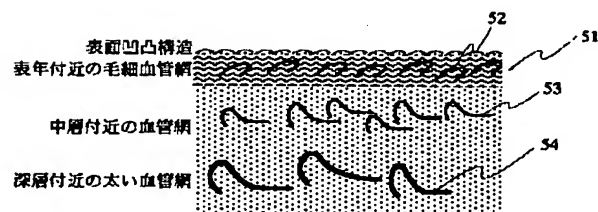
【図7】



【図4】



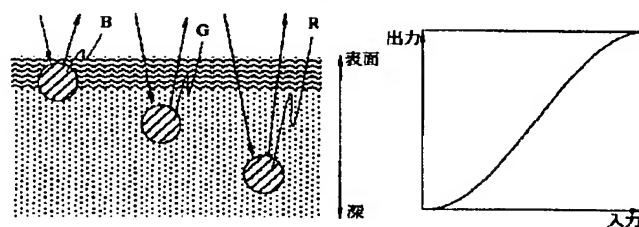
【図5】



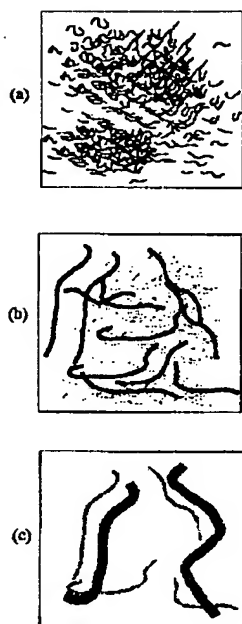
【図6】

短 ← 波長 → 長

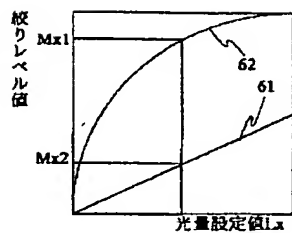
【図13】



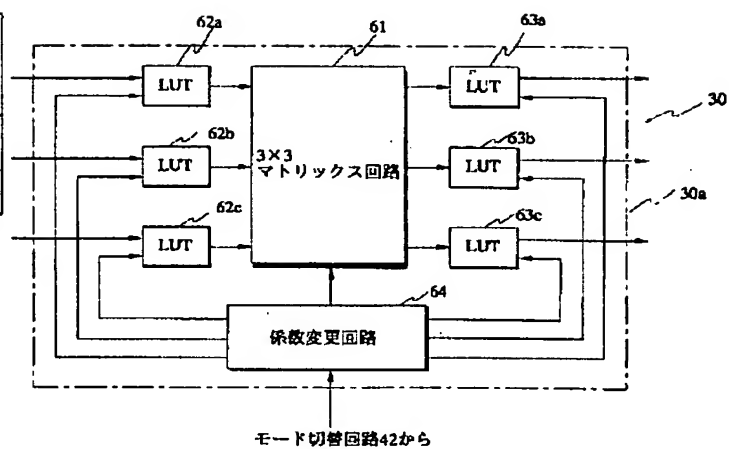
【図8】



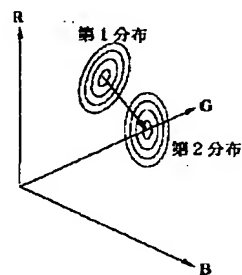
【図9】



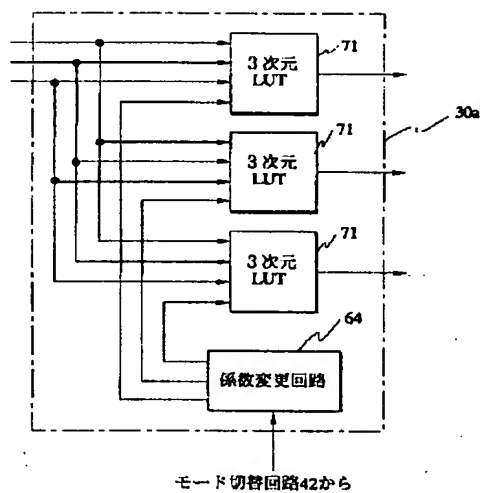
【図10】



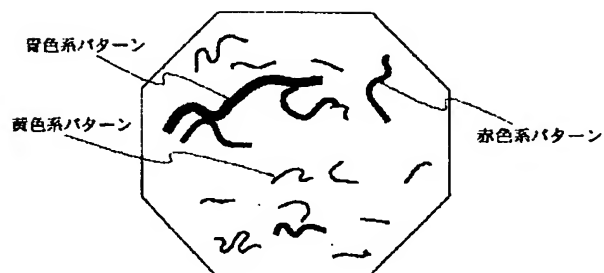
【図12】



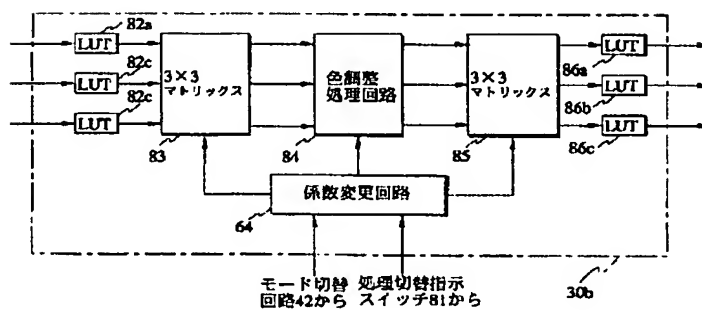
【図14】



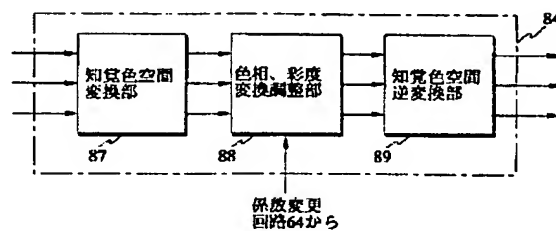
【図11】



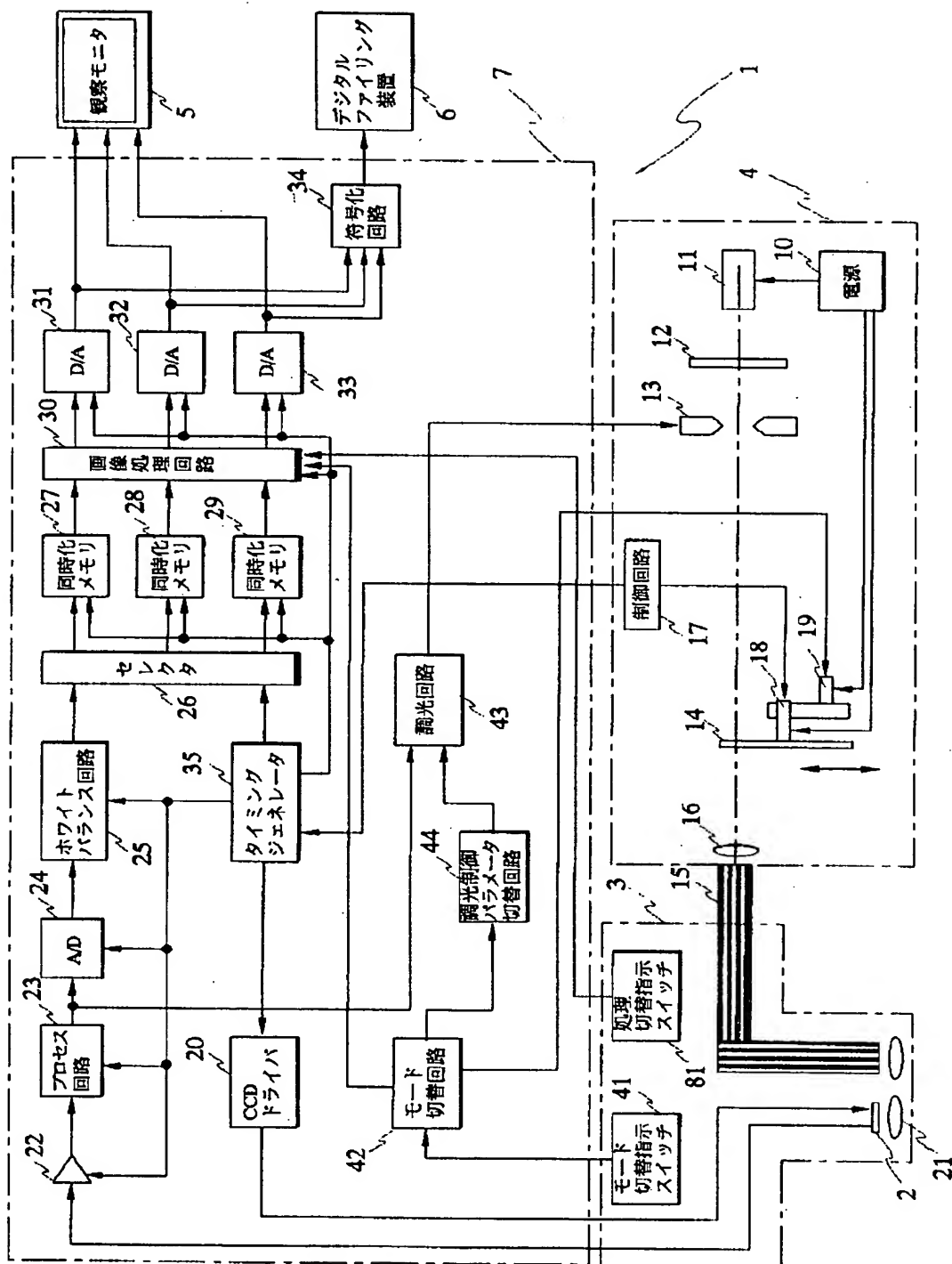
【図16】



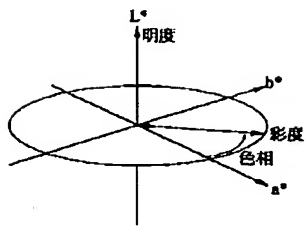
【図17】



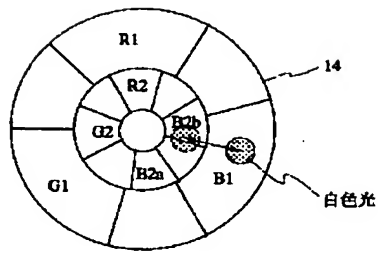
【図15】



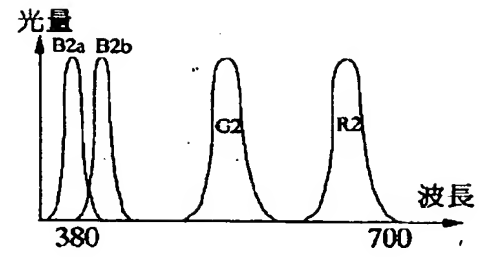
【図 18】



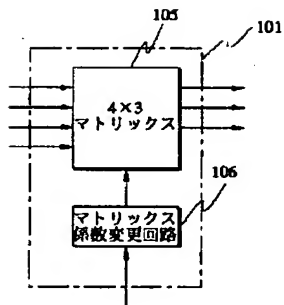
【図 20】



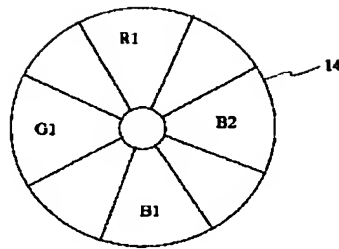
【図 21】



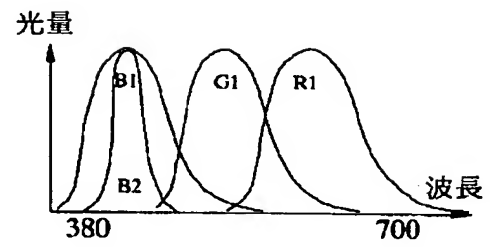
【図 22】



【図 23】



【図 24】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 CC06 GG01 HH51 LL01 MM03
NN01 QQ09 RR02 RR04 RR14
RR18 SS09 TT13 WW02
5C054 CA04 CB00 CC07 EB05 ED02
ED13 EE06 EJ04 FB03 FB05
HA12
5C065 AA04 BB02 BB10 BB12 CC01
DD17 EE06 FF05 GG18 GG30
GG31 GG44 GG49

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.